

# Sportska kineziologija – dijagnostika i terapijski značaj mirujućeg mišićnog tonusa

## *Sports kinesiology – diagnostic and therapeutical aspects of human resting muscle tone*

Duško Spasovski<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Institut za ortopedsko-hirurške bolesti “Banjica”, Beograd

<sup>2</sup>Medicinski fakultet, Univerzitet u Beogradu, Srbija

**Kontakt:** duskosp@gmail.com

### Sažetak

Laboratorijska i klinička ispitivanja mišića pokazala su da i u odsustvu bioelektrične aktivnosti, odnosno kontrakcije, skeletni mišići čoveka ispoljavaju određeni bazični nivo tenzije. Ova pojava se označava kao mirujući tonus mišića (engl. *human resting muscle tone*, HRMT) uzrokovan viskoelastičnom vezivnog tkiva, prisustvom titina u miofibrilima i fenomenom triksotrofije (promene viskoziteta u zavisnosti od intenziteta sile smicanja) i u okviru Hillovog biomehantičkog modela mišića predstavljena je paralelnom pasivnom elastičnom komponentom.

Mirujući tonus mišića je značajan izvor sile duž muskuloskeletnog sistema, dovodeći do pritiska u nivou hrskavica, rasta većeg od 0,3 MPa, u proseku više od 96,53% vremena dnevno, značajno utičući na nastanak ortopedskih deformiteta. Na intenzitet HRMT utiču brojni faktori: emocionalni, konstitucionalni i refleksni faktori, fizička aktivnost, rast skeleta i drugi.

Direktna procena HRMT nuklearnom magnetnom rezonancom (NMR) ili ultrazvučnom (UZ) elastografijom, analizom elektromiografskog (EMG) signala, mehanomiografijom ili miotonometrijom komplikovana je i skupa i podesna jedino za eksperimentalne uslove. Kliničku procenu HRMT moguće je obaviti putem reverznog inženjeringa - analizom posledica. *CoreFitMax* metod analizira posturalne parametre (43 statička i 40 dinamičkih) algoritmom diskretne analize konačnih elemenata i proračunava relativni odnos HRMT grupe od 62 mišića najznačajnijih za posturu i lokomociju. Ovaj metod koristi savremenu kineziološku analizu zasnovanu na miofascijalnim lancima. Rezultati pomažu u postavljanju pravilne etiološke dijagnoze strukturnih deformiteta i funkcionalnih poremećaja lokomotornog sistema. Restitucija odgovarajućeg HRMT doprinosi poboljšanju balansa i posturalnoj korekciji, a to je moguće postići na više načina: vežbanjem, fizikalnom terapijom i rehabilitacijom, kao i primenom sredstava za imobilizaciju, lekova ili hirurških postupaka.

Savremena saznanja o biomehantičkoj integraciji vezivnog tkiva u miofascijalne lance dovode HRMT u središte pažnje u pogledu terapije i prevencije u svakodnevnoj ortopedskoj i fizijatrijskoj praksi.

**Ključne reči:** mirujući tonus mišića, kineziološka analiza, mišićna kontrakcija, skeletni deformitet, miofascijalni lanci

### Abstract

Laboratory and clinical muscle analysis has revealed that even in the absence of bioelectrical and motor activity, skeletal muscles have certain basic level of tension. This is called *Human Resting Muscle Tone* (HRMT). It results from viscoelasticity of connective tissue, titin action in muscle fibers and the trixotrophy of muscle tissue (nonlinear relation between muscle viscosity and shear force) and in Hill's muscle model it is represented by parallel elastic component.

HRMT is a source of significant force across the musculoskeletal system, exerting an average pressure on growth cartilages larger than 0.3MPa, for more than 96,53% of time and participating in the development of orthopedic deformities. The intensity of HRMT is under the influence of many factors: emotional, constitutional, reflex activity, physical activity, skeletal growth and other.

Direct measurement of HRMT by NMR, US elastography, EMG analysis, mechanomyography or myotonometry is complicated and expensive, therefore it is reserved mostly for scientific investigation. Clinical assessment of HRMT can be done by reverse engineering approach: the analysis of consequences. *CoreFitMax* method provides an analysis of postural data (43 static and 40 dynamic), using a discrete finite element analysis algorithm to calculate relative HRMT levels of 62 major muscles important for posture and locomotion. *CoreFitMax* algorithm uses myofascial, chains-based, kinesiological analysis. Results contribute to establishing an etiological diagnosis of structural and functional deformity of the human body. Restitution of adequate HRMT improves muscular balance and posture. It can be achieved by exercise, physical therapy and rehabilitation, using immobilization or medication, or even by surgical procedures.

Biomechanical integration of connective tissue into myofascial chains brings HRMT into focus in therapeutic and preventive measures in everyday orthopaedic and physiatric practice.

**Key words:** human resting muscle tone, kinesiology analysis, muscle contraction, skeletal deformity, myofascial chains

## Uvod

Pod pojmom “sistem organa za kretanje” u medicini se eufemistički podrazumeva skeletni sistem - najveći deo čovekovih kostiju, zglobljenih pokretnim zglobovima koji su biomehantički premošćeni važnim mekim tkivima, poput skeletnih mišića sa svojim tetivama, zglobnih kapsula, brojnih ligamenata i fascija. Kompleksni zadatak kao što je međusobno kretanje delova tela ili pomeraj kompletnog tela u prostoru zahteva, međutim, daleko više od koštanozglobnih elemenata. Za to su neophodni funkcionisanje značajnog dela centralnog i perifernog nervnog sistema, kao i cirkulatorna, metabolička i hormonska homeostaza. Može se reći da je pokret, u opštem smislu, najsloženija integrativna funkcija ljudskog bića, takva da se sve čovekove osnovne životne potrebe mogu podeliti na one koje zadovoljavaju potrebu za kretanjem, i na preostale, koje su tim kretanjem zadovoljene. Pored individualnog, fiziološkog značaja, kretanje svakako ima i svoju evolutivno-filogenetsku vrednost.

Ovako složena aktivnost medicinski se može analizirati na brojne načine: na primer, zasebne oblasti medicine se bave ispitivanjem funkcionisanja neuro-mišićne komponente kretanja (neurologija), anatomskog integriteta lokomotornog sistema (ortopedija, traumatologija, fizijatrija), energetskog aspekta kretanja (interna medicina, sportska medicina, farmakologija). Kada je u pitanju kvalitet kretanja, odnosno motoričke karakteristike kretanja koje se mogu meriti i kod zdravih ljudi, on retko dospeva u fokus zdravstvenih radnika već se tiho prepušta stručnjacima iz oblasti sporta i fizičkog vaspitanja.

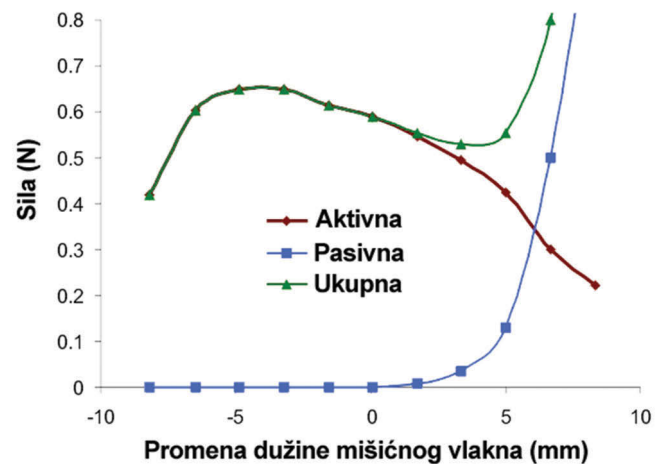
Uzevši u obzir intenzivni razvoj sportske nauke, koji je uz primenu savremene tehnologije postao veoma značajan izvor informacija o funkcionisanju čovekovog tela u različitim motoričkim uslovima, pojavila se potreba da se znanje i iskustvo dve susedne, povezane oblasti sublimiraju i na taj način oplemene i unaprede. Kao jedna od važnih zajedničkih tema nameće se i problem dijagnostike i doziranja kvaliteta čovekovog kretanja, čija je paradigma fenomen mirujućeg mišićnog tonusa.

## Mišićni tonus

Mišićna vlakna imaju sposobnost kontrakcije na osnovu nervnog impulsa, pristiglog putem motornog nerva, kao

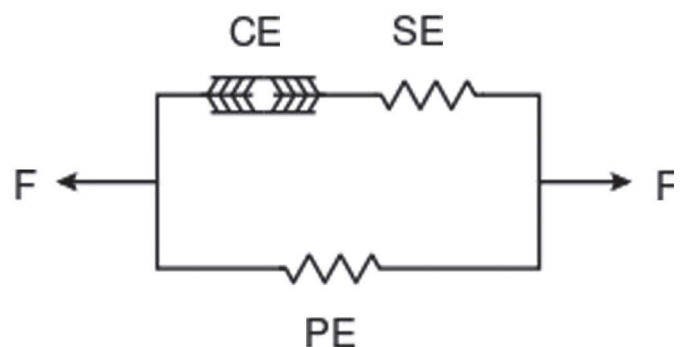
i zahvaljujući uticaju skoka koncentracije jona kalcijuma ( $\text{Ca}^{2+}$ ) u sarkoplazmi. Pri kontrakciji se značajno menja oblik (ne i zapremina) mišića, i to u vidu skraćanja po uzdužnoj osi, uz proširenje mišićnog tela i povećanje koncentrične sile na pripojima. Pomenuta koncentrična sila, kojom se mišić opire istezanju svojih krajeva, naziva se mišićni tonus (1).

Laboratorijska biomehantička merenja tonusa mišića tokom ciklusa skraćanja i istezanja pokazala su da odnos tonusa i dužine mišića nije linearan (slika 1).



Slika 1. Grafik odnosa dužina-sila (2)

Postoji više biomehantičkih modela koji opisuju ovu i druge mehaničke karakteristike mišića, a jedan od savremenih je i Hilov model (slika 2). On uvodi dve komponente mišićne sile: aktivnu komponentu, oličenu u mehaničkom efektu kontrakcije određenog broja mišićnih vlakana u skeletnom mišiću, i pasivnu komponentu, proisteklu iz modula elastičnosti vezivnog tkiva koje okružuje i prožima mišić.



Legenda: F- sila; CE - kontraktilni element; SE - serijski elastični element; PE - paralelni elastični element

Slika 2. Hilov mišićni model (2)

Naknadna istraživanja su potvrdila vrednosti sile koju model predviđa prilikom pokreta i to u različitim nivoima istegnutosti ili skraćanja mišića.

### Mirujući mišićni tonus

Mišićna kontrakcija zahteva određeni nivo električne stimulacije. Merenja, međutim, pokazuju da je izvesni nivo mehaničke tenzije u mišiću prisutan i u stanju mirovanja (3). Ova pojava se naziva mirujući tonus mišića (engl. *human resting muscle tone, HRMT*). Bilo je više teorija koje su se odnosile na mehanizam nastanka *HRMT*: Davidof (*Davidoff*) je, na primer, zastupao teoriju o toničkoj  $\gamma$ -motornoj frekvenciji, dok su Gajton i saradnici smatrali da je u pitanju bazična  $\alpha$ -motorna aktivnost (4,5). Laboratorijska i klinička ispitivanja skeletnih mišića pokazala su, međutim, da u mirovanju ne postoji  $\alpha$ -motorna bioelektrična aktivnost, a da  $\gamma$ -motorna aktivnost ima zanemarljiv mehanički uticaj (6). Savremeno objašnjenje za pojavu *HRMT* odnosi se na viskoelastična svojstva skeletnih mišića: viskoelasticitet vezivnog tkiva i vezivanje titina za kontraktilne proteine u miofibrilima, kao i fenomen triksotrofije (7-13). Triksotrofna supstanca nelinearno menja svoj viskozitet, u zavisnosti od intenziteta spoljašnje sile smicanja. Kao rezultat, ponaša se kao čvrsto telo ukoliko je izložena sili smicanja manjoj od određenog praga intenziteta, a kao tečnost ukoliko je prag prevaziđen. U okviru Hilovog biomehaničkog modela mišića *HRMT* je predstavljen paralelnom elastičnom komponentom.

### Uticaj HRMT na koštanozglobni sistem

Odavno je poznato da sila fiziološkog intenziteta ima značajan uticaj na morfologiju i metabolizam svih histoloških elemenata muskuloskeletnog sistema: koštanog, hrskavičavog, mišićnog i vezivnog tkiva (14-17). Na naš muskuloskeletni sistem u svakom trenutku deluju različite spoljašnje sile (sila gravitacije, sile nastale pod uticajem različitih predmeta sa kojima je telo u kontaktu), kao i unutrašnje sile generisane tonusom mišića koje imaju za cilj zauzimanje određenog položaja tela, kretanje tela u celini ili njegovih delova. Od unutrašnjih sila, *HRMT* je prema intenzitetu skoro zanemarljiv (1-2%) u odnosu na maksimalni mišićni tonus, odnosno intenzitet sile dobijene maksimalnom voljnom kontrakcijom (engl. *maximal voluntary isometric contraction, MVIC*).

Postoji više načina izražavanja *MVIC*. Na nivou mišićnog tkiva, ova sila iznosi 20-135 N/cm<sup>2</sup> fiziološkog preseka mišića. Ovako izražena sila ima ograničenu praktičnu upotrebnu vrednost u proceni snage realnog pokreta iz više razloga: većina mišićnih vlakana nije orijentisana paralelno rezultantnoj sili na pripoju merenog mišića; uticaj

kraka sile u odnosu na osovinu zglobne rotacije presudno utiče na snagu pokreta; u svakom pokretu učestvuje više od jednog mišića; postoji značajan mehanički uticaj ekstramuskularnog vezivnog tkiva (18,19). Zbog toga se vrednosti intenziteta sile na nivou pokreta izražavaju relativno, u odnosu na telesnu težinu (TT). Vrednosti *MVIC* za pojedine pokrete dostižu do 8,7 TT (20,21).

Poput mnogih drugih fizioloških veličina, i mehanička sila ispoljava svoje dejstvo samo ukoliko je dovoljnog intenziteta. Na primer, izmereni intenzitet sile pritiska koji ispoljava fiziološki efekat na nivou hrskavica, uključujući i hrskavice rasta (fize), iznosi 0,3-1,1 MPa. Uočeno je da 0,1 MPa dodatnog pritiska smanjuje brzinu rasta fize za 17,1%, a 4 MPa ga sasvim zaustavlja (22). Uzevši u obzir da izmerene sile pritiska kod *MVIC* prevazilaze 20 MPa, nameće se zaključak da *HRMT* prema svom intenzitetu dostiže pomenute vrednosti, tj. ispoljava mehanički uticaj na zglobne hrskavice kao i na rast kostiju (23-27).

Pravi značaj fiziološkog efekta *HRMT* uočava se tek kada se analizira kumulativno dejstvo sile tokom vremena. Naime, epidemiološka istraživanja prosečnog stepena fizičke aktivnosti u sadašnjem dominantno sedentarnom načinu života urbane populacije pokazuju zabrinjavajuće podatke: prosečno dnevno trajanje aktivnosti srednjeg i visokog intenziteta je 80 minuta za muškarce i 72 minuta za žene, a od toga pokreti intenziteta > 50% *MVIC* prosečno traju svega 5,1 ± 6,4 minuta (28-30). Prevedeno u kretanje, to opterećenje je ekvivalentno sa 31 minutom trčanja brzinom oko 10 km/h, odnosno 65 minuta hodanja brzinom oko 4 km/h, tj. 4800-5300 koraka (31, 32). To ukupno iznosi manje od 12000 pokreta dnevno, što znači da je aktivni tonus bio zastupljen manje od 3,47% ukupnog vremena dnevno, odnosno da *HRMT* vremenski apsolutno dominira. Uzevši u obzir da svi aktivni pokreti ne mogu da budu istovremeno izvedeni svim pokretnim delovima tela u svim pravcima i sve vreme maksimalnom silom, proizilazi da *HRMT* u stvari predstavlja glavni mehanički stimulans koji oblikuje naš muskuloskeletni sistem. Može se, dakle, reći da su akutni efekti vežbanja (zamor, povreda ili slične akutne mehaničke promene) na muskuloskeletni integritet uglavnom direktni - posledica su aktivnog tonusa tokom vežbanja, a hronični efekti vežbanja (nekada željeni tj. terapijski, a neretko i neželjeni, usputni, odnosno patološki) prvenstveno indirektni, odnosno posredovani rezidualnim promenama *HRMT*.

Mirujući tonus mišića u fiziološkom smislu predstavlja rezultat morfoloških adaptivnih promena u mišiću pod dejstvom fizičke aktivnosti (svakodnevne aktivnosti, sport, rekreacija...), rasta skeleta i promena telesne težine. Sa kliničkog stanovišta, na nivo *HRMT* utiču brojni faktori: limbički (emocionalni), refleksni (aktivnost inter-neurona u segmentima kičmene moždine), nivo koordi-

nisanosti motornih jedinica unutar jednog mišića (aktivnost neuromuskularnih sinapsi), prisustvo bola i reakcije na bol, konstitucionalni (biomehantičke karakteristike koštanozglobnog sistema, distribucija nivoa elastičnosti vezivnog tkiva), kao i fiziološki (sindrom preopterećenja – engl. *overuse*) (33).

## Dijagnostika HRMT

Procena mišićnog tonusa je značajan deo kliničkog pregleda muskuloskeletnog sistema. Manuelna procena se u svakodnevnoj praksi radi kroz testiranje pokretljivosti susednih telesnih segmenata uz goniometriju. Ova metoda je brza i jednostavna za primenu, a mane su joj subjektivnost i niska specifičnost (ne izoluje aktivnu komponentu tonusa). U kliničkoj upotrebi je i niz drugih, aparaturnih metoda: elastografija nuklearnom magnetnom rezonancom (NMR), ultrazvučna elastografija, analiza elektromiografskog (EMG) signala, mehanomiografija piezoelektričnim akcelerometrom, dinamometrija, miotonometrijske metode i drugo (34-39). Većina ovih metoda zahteva specifičnu i skupu opremu i relativno je komplikovana za izvođenje i interpretaciju.

Nabrojane metode merenja tonusa uglavom nisu podesne za merenje HRMT. On se, ipak, može proceniti metodom reverznog inženjeringa - analizom njegovih posledica. Jedan od metoda koji funkcionišu na ovaj način je i *CoreFitMax* metod analize telesne posture. Ulazni posturalni parametri (43 statička i 40 dinamičkih), dobijeni anamnezom i standardnim kliničkim pregledom, transformišu se algoritmom diskretne analize konačnih elemenata u izlazni set vrednosti relativnog odnosa HRMT (izraženo u procentima) 62 mišića, najznačajnijih za posturu i lokomociju. Osnovu algoritma predstavlja savremena kineziološka analiza, zasnovana na miofascijalnim lancima (40-42). Jednostavnost primene uz pomoćni softver i nisku relativnu grešku od 0,84% čini *CoreFitMax* veoma upotrebljivim u svakodnevnoj praksi.

## Zaključak

Mirujući tonus mišića je značajan parametar u ortopediji, kao jedan od faktora distribucije sile duž muskuloskeletnog sistema te, kao takav, utiče na mehaničko opterećenje hrskavica rasta, kao i na nastanak ortopedskih deformiteta. Njegova veličina zavisi od više faktora, od genetskih (npr. prisustvo benigne hiperomobilnosti zglobova) do konstitucionalnih (fiziološki presek mišića, dimenzije i lokalizacija mišićnih pripoja na skeletu, varijacije u uglovima zglobnih okrajaka i dr.). Na HRMT se može uticati na više načina: vežbanjem, metodama fizikalne terapije i rehabilitacije, primenom sredstava za imobilizaciju, farmakološki (npr. primenom botulinum toksina), kao i hirurškim putem (npr. fasciotomijom, reinsercijom i transpozicijom tetive).

Ispitivanje i procena HRMT pomažu u postavljanju pravilne etiološke dijagnoze strukturnih deformiteta i funkcionalnih poremećaja lokomotornog sistema. Restitucija odgovarajućeg HRMT doprinosi poboljšanju balansa i posturalnoj korekciji.

Savremena saznanja o biomehantičkoj integraciji vezivnog tkiva u okviru muskuloskeletnog sistema u miofascijalne lance dovode HRMT u središte pažnje u pogledu terapijskog pristupa i izbora preventivnih medicinskih mera u svakodnevnoj ortopedskoj i fizijatrijskoj praksi.

## Reference

1. Simons DG, Mense S. Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain. *Pain* 1998; 75:1-17.
2. [https://en.wikipedia.org/wiki/Hill's\\_muscle\\_model](https://en.wikipedia.org/wiki/Hill's_muscle_model) (14.06.2016.)
3. Basmajian JV, DeLuca CJ. *Muscles Alive*, 5<sup>th</sup> ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985. p247-257.
4. Davidoff RA. Skeletal muscle tone and the misunderstood stretch reflex. *Neurology* 1992; 42:951-963.
5. Guyton AC, Hall JE. *Textbook of Human Physiology*, 10<sup>th</sup> ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co; 2001. p76.
6. Hagbarth KE. Microneurography and applications to issues of motor control: 5<sup>th</sup> annual Stuart Reiner Memorial Lecture. *Muscle & Nerve* 1993; 16:693-705.
7. Taylor DC, Dalton JD, Seaber AV, Garrett WE. Viscoelastic properties of muscle-tendon units: the biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med* 1993; 18:300-309.
8. Edman KAP, Elzinga G, Noble MIM. Residual force enhancement after stretch of contracting frog single muscle fibers. *J Gen Physiol* 1982; 80:769-784.
9. Wang K, McCarter R, Wright J, Beverly J, Ramirez-Mitchell R. Regulation of skeletal muscle stiffness and elasticity by titin isoforms: a test of the segmental extension model of resting tension. *Proc Natl Acad Sci USA* 1991; 88:7101-7105.
10. Proske U, Morgan DL. Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? *Journal of muscle research and cell motility* 1999; 20:433-442.
11. Minajeva A, Kulke M, Fernandez JM, Linke WA. Unfolding of titin domains explains the viscoelastic behavior of skeletal myofibrils. *Biophys J* 2001; 80(3):1442-1451.
12. Nishikawa KC, Monroy JA, Uyeno TE, Yeo SH, Pai DK, Lindstedt SL. Is titin a 'winding filament'? A new twist on muscle contraction. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*. 2012; 279(1730):981-990.
13. Hagbarth KE, Hagglund JV, Mordin M, Wallin EU. Thixotropic behavior of human finger flexor muscles with accompanying changes in spindle and reflex responses to stretch. *J Physiol* 1985; 368:323-342.
14. Wolff, J. *Ober die Wechselbeziehungen Zwischen der Form und der Function tier Einzelnen Gebilde des Organismus*. Leipzig, FCW. Vogel, 1901.
15. Hueter C. *Anatomische Studien an den Extremitätengelenken Neugeborener und Erwachsener*. Virchows Archiv für pathologische Anatomie und Physiologie 1862; 25:572.
16. Lister CC. *Muscular movement writing: manual*. Macmillan; 1915.
17. FR Morgan. The mechanical properties of collagen fibres: stress strain curves. *J Soc Leather Trades Chem* 1960; 44(4)170-182.
18. Powell PL, Roy RR, Kanim P, Bello MA, Edgerton VR. Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs. *J Appl Physiol* 1984; 57: 1715-1721.

19. Zajac FE. How musculotendon architecture and joint geometry affect the capacity of muscles to move and exert force on objects: a review with application to arm and forearm tendon transfer design. *J Hand Surg [Am]*. 1992; 17:799–804.
20. Meldrum D, Cahalane E, Conroy R, Fitzgerald D, Hardiman O. Maximum voluntary isometric contraction: reference values and clinical application. *Amyotrophic Lateral Sclerosis*. 2007; 8(1):47-55.
21. Hogrel JY, Payan CA, Ollivier G, Tanant V, Attarian S, Couillandre A, et al. Development of a French isometric strength normative database for adults using quantitative muscle testing. *Arch Phys Med Rehab* 2007; 88(10):1289-1297.
22. Cook SD, Lavernia CJ, Burke SW, Skinner HB, Haddad RJ Jr. A biochemical analysis of the etiology of tibia vara. *J Pediatr Orthop* 1983; 3:449-454.
23. Brand RA. Joint contact stress: a reasonable surrogate for biological processes? *Iowa Orthop J*. 2005; 25:82-94.
24. Jacob S, Patil MK. Three-dimensional foot modeling and analysis of stresses in normal and early stage Hansen's disease with muscle paralysis. *J Rehab Res Dev* 1999; 36(3):252.
25. Wang X, Mao JJ. Accelerated chondrogenesis of the rabbit cranial base growth plate by oscillatory mechanical stimuli. *J Bone Mineral Res* 2002; 17(10):1843-1850.
26. McElveen MT, Riemann BL, Davies GJ. Bilateral comparison of propulsion mechanics during single-leg vertical jumping. *Journal Strength Cond Res* 2010; 24(2):375-381.
27. Dorn TW, Schache AG, Pandy MG. Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *The Journal of experimental biology*. 2012; 215(11):1944-1956.
28. Tikkanen O, Haakana P, Pesola AJ, Häkkinen K, Rantalainen T, Havu M, et al. Muscle activity and inactivity periods during normal daily life. *PLoS One* 2013; 8(1):e52228.
29. InterAct Consortium. Validity of a short questionnaire to assess physical activity in 10 European countries. *European journal of epidemiology* 2012; 27(1):15-25.
30. Gopura RA, Kiguchi K, Horikawa E. A study on human upper-limb muscles activities during daily upper-limb motions. *Int. J Bioelectromagnetism*. 2010; 12(2):54-61.
31. Matthews CE, Chen KY, Freedson PS, Buchowski MS, Beech BM, Pate RR, et al. Amount of time spent in sedentary behaviors in the United States, 2003–2004. *American journal of epidemiology*. 2008; 167(7):875-881.
32. Healy GN, Matthews CE, Dunstan DW, Winkler EA, Owen N. Sedentary time and cardio-metabolic biomarkers in US adults: NHANES 2003–06. *European heart journal*. 2011; 32:590-597.
33. Janda V. Muscle spasm – a proposed procedure for differential diagnosis. *Man Med* 1991; 6:136-139.
34. Klatt D, Papazoglou S, Sack I. Viscoelasticity-based MR elastography of skeletal muscle. *Physics in medicine and biology*. 2010; 55(21):6445.
35. Eby SF, Song P, Chen S, Chen Q, Greenleaf JF, An KN. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J Biomech* 2013; 46(14):2381-2387.
36. Beck TW, Housh TJ, Cramer JT, Weir JP, Johnson GO, Coburn JW, et al. Mechanomyographic amplitude and frequency responses during dynamic muscle actions: a comprehensive review. *Biomedical engineering online*. 2005; 4(1):1.
37. Osternig LR. Isokinetic Dynamometry: Implications for Muscle Testing and Rehabilitation. *Exercise and sport sciences reviews*. 1986; 14(1):45-80.
38. Đorđević S, Stančin S, Meglič A, Milutinović V, Tomažič S. MC sensor—A novel method for measurement of muscle tension. *Sensors*. 2011 30; 11(10):9411-9425.
39. Van Leeuwen JL, Spoor CW. Modelling the pressure and force equilibrium in unipennate muscles with in-line tendons. *Phil Transactions Royal Soc of London B: Biological Sciences* 1993; (1302):321-333.
40. Myers TW. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists*. 3rd ed. New York: Churchill Livingstone; 2014.
41. Wilke J, Krause F, Vogt L, Banzer W. What Is Evidence-Based About Myofascial Chains: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehab* 2016; 97(3):454-461.
42. Krause F, Wilke J, Vogt L, Banzer W. Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review. *J Anatomy* 2016; 228(6):910-918.